一种新型 Micro-CT 系统设计

张志诚 [1,2] 梁晓坤 [1] 朱轩玉 [1,3] 李维振 [1,3] 谢耀钦 [1]

[1](中国科学院深圳先进技术研究院 生物医学健康与工程研究所 深圳 518055)

[2](中国科学院大学深圳先进技术学院 深圳 518055)

[3](东北大学 沈阳 110819)

摘 要 传统的 CT 设备由于受到系统架构的物理限制，导致最终扫描结果中运动伪影影响很大，本文依据碳纳米管的场致发射原理设计出一套工作在准静态模式下的显微 CT 。该系统采用 35 个碳纳米管 X 射线光源和 5 个探测器，相对于传统 CT ，通过外部时序控制减少了机架的机械旋转次数和行程，大大降低了运动伪影的影响。由于重建角度是稀疏的，因此通过采用迭代重建算法模拟仿真验证了该系统的有效性。

关键词 显微 CT ；系统设计；迭代重建

中图分类号 TG 156 **文献标志码** A

A Novel Design of Micro-CT System

ZHANG Zhicheng[1,2] LIANG Xiaokun[1] ZHU Xuanyu[1,3] LI Weizhen[1,3] XIE Yaoqin[1]

[1](*Institute of Biomedical and Health Engineering*, *Shenzhen Institutes of Advanced Technology*, *Chinese Academy of Sciences*, *Shenzhen* 518055, *China*)

[2](*Shenzhen College of Advanced Technology*, *University of Chinese Academy of Sciences*, *Shenzhen* 518055, *China*)

[3](*Northeastern University*, *Shenyang* 110819, *China*)

Abstract Limited to the system architecture in conventional CT, Artifacts induced by respiratory motion during routine diagnosis severely degrades the image quality. A novel micro-CT system performing well in a quasi-static way is proposed according to the principle of field emission. It employs 35 carbon nanotubes based x-ray tubes and 5 flat detectors, motion artifacts can be greatly suppressed by reducing the gantry rotation times and range under the control of the external sequential when compared with conventional CT system. To validate the feasibility of the proposed system, iterative reconstruction algorithm is adopted on simulation due to sparse sampling .

Keywords Micro-CT, system design， iterative reconstruction

收稿日期：2016-10-04 **修回日期**：2016-11-24

基金项目：广东省创新研究团队项目（2011S013）；国家重点研发计划（2016YFC0105102）；深圳市技术攻关项目（JSGG20160229203812944）

作者简介：张志诚，博士研究生，研究方向为碳纳米管 CT、CT 重建；梁晓坤，硕士，研究助理，研究方向为锥形束 CT 成像、CT 伪影校正；朱轩玉，本科生，研究方向为系统设计、三维制图；李维振，本科生，研究方向为程序设计；谢耀钦(通讯作者)，博士，研究方向为医学图像配准、CT 成像，E-mail：yq.xie@siat.ac.cn。

1 引言

显微计算机断层成像设备（Micro-CT）作为一种非侵入式、无损的 X 射线三维成像设备，它能在有限的扫描视野内得到超高空间分辨率图像[1,2]，并被广泛应用于小动物成像以促进人类组织工程、疾病机理和药物评估的研究[3]。小动物的生理运动比人类更加快速[4]，对于传统的 micro-CT，运动伪影对图像质量的影响将会更加突出，因此，如何减少运动伪影对实验结果的影响是 micro-CT 不可忽视一个重大问题。

传统的 micro-CT 普遍采用含有阳极 - 阴极两级结构的 X 射线源，阳极为钼、钨等重金属靶材，用于接受高速电子轰击，阴极为直径很小的钨丝，用于发射电子，两者均被密封在高真空度的玻璃、金属或者陶瓷外壳内。当灯丝通入大电流的时候，灯丝表面温度会迅速升高，直至其表面温度超过 2 000 K，灯丝会释放出自由电子，产生游离的电子云，电子云在阳极加速电压的作用下，加速轰击阳极靶材，产生 X 射线[5]。根据上述“热阴极”电子发射的原理可知：传统的 X 射线光源无法在高压通断的瞬间启停 X 射线，这就造成了以“热阴极”电子发射为原理的成像设备如 CT、断层合成成像等，在时间分辨率的方面有个天然的物理极限。近几年，随着碳纳米管新型材料的兴起，以碳纳米管为阴极材料的新型 X 射线源业已被研究人员开发出来。

采用场致发射的原理制成的冷阴极 X 射线源，在极小的发射阈值下，就能获得极其稳定的电子发射和更加绵长的使用寿命[6]。2002 年，北卡罗来纳州大学教堂山分校 Yue 等小组利用碳纳米管场致发射原理，替换传统热阴极灯丝，研发出脉冲可控式X射线源[7]，在此之后，他们研发出了基于碳纳米管的阵列式断层合成成像、micro-CT 和环形放疗装置[8-10]。基于碳纳米管的 X 射线源的特点如下[11]：(1) 基于碳纳米管的 X 射线源是利用电场产生游离的电子云，因此在工作的过程中，几乎不产生热量，这就解决了传统 X 射线光源无法小型化的弱点；(2) 相同尺寸的碳纳米管的电子发射量与材料的表面电场强度成正比，因此，操作人员可以利用外部脉冲控制材料表面电场强度，从而控制 X 射线源的启停。

鉴于碳纳米管优异的特性，最近几年许多研究小组都利用碳纳米管 X 射线光源提出了自己的系统设计方案或制造出相关原型机。西门子 Maltz 等[12]提出了一种放疗过程中适时引导的静态框架，该系统采用 52 个冷阴极 X 射线光源。Qian 等[9]通过脉冲控制阵列式碳纳米管 X 射线源的启停取代传统的单个 X 射线源的机械旋转，研发出了静态数字化乳腺断层合成成像，大大提高了系统的时间分辨率，增强了系统的稳定性。清华大学的 Li 等[13]在传统 CT 的基础上，通过增加碳纳米管 X 射线源，减少机械转动，理论上获得了更快的扫描速度，在扫描过程中，为了围绕物体扫描 360°，该系统仍需要旋转数十次，但该系统相比较传统 CT 而言，通过加快扫描速度大大地减少了运动伪影对图像质量的影响。

本文提出了一种基于碳纳米管的新型 micro-CT 系统设计方案，该系统包含 35 个碳纳米管

X 射线光源和 5 个平板探测器，且均匀分布在两个同心圆上。当 35 个碳纳米管 X 射线光源按照一定的时序激发后，机架将会两次旋转 24°，每次旋转稳定后继续激发 35 个碳纳米管 X 射线光源，因此总共可获得 105 个投影。该系统采用迭代重建算法重建出最终结果。

本文结构如下：第二部分介绍场致发射原理和基于碳纳米管的新型 micro-CT 系统的设计方案，并介绍相应的迭代重建算法；第三部分给出了该系统的计算机仿真结果；第四部分和第五部分分别是讨论和结论。

2 方法

2.1 Micro-CT 系统设计

2.1.1 场致发射

图 1 为基于场致发射的 X 射线源的原理图，如图所示，X 射线源包含含有碳纳米管新型材料的阴极、聚焦电极、栅极和阳极四级结构。在保证真空度的前提下，给栅极施加一个受控的电压，当电压达到某一阈值时碳纳米管表面会释放出游离的自由电子，然后在阳极的加速电压作用下加速轰击阳极靶材产生 X 射线。其中通过控制聚焦电极的聚焦电压来调控电子轰击阳极靶材的轰击面积，即 X 射线源光斑。栅极电压的大小取决于碳纳米管材料的结构和栅极与材料之间的距离。

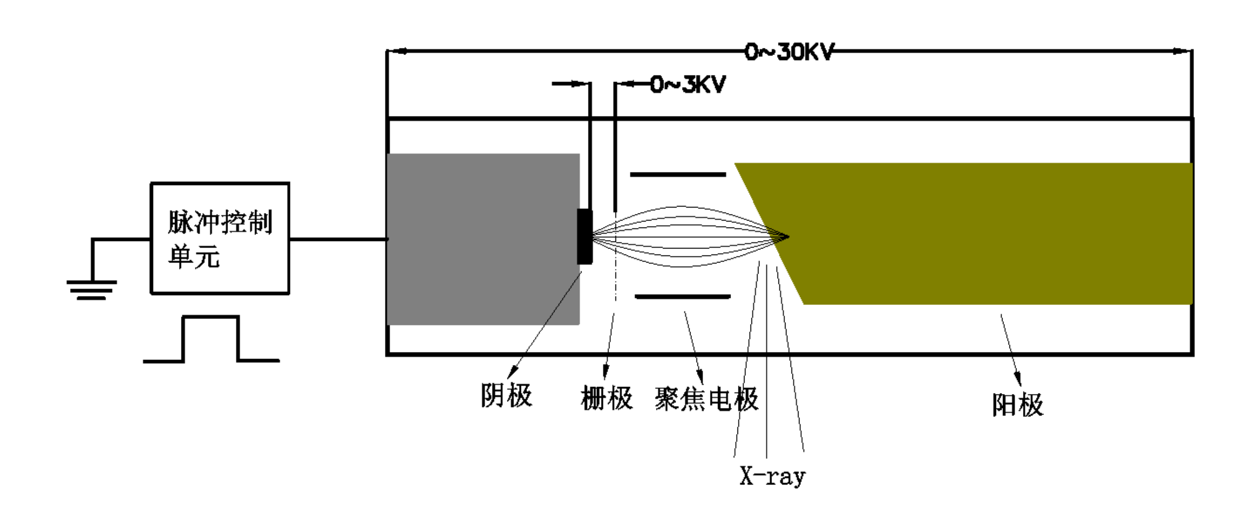


图 1 基于场致发射的 X 射线产生原理图

Fig. 1 The schematic diagram of carbon nanotube based X-ray sources

2.1.2 系统设计

图 2 为该新型基于碳纳米管的 micro-CT 系统的设计方案，整个系统可以分成均匀分布在两个同心圆上的 5 个子系统。碳纳米管 X 射线源所在的圆半径为 $R(R\in\mathbf{R}^{+})$，每个子系统包含

$n(n \in \mathbf{N}^{+})$ 个碳纳米管 X 射线源和 1 个平板探测器。其中，n 个 X 射线源均匀分布在圆上 $\alpha(\alpha \in (0,2\pi))$ 范围内；平板探测器位置如图 2 所示，其大小为 $d \times d$；探测器与同心圆圆心之间的距离为 l；扫描视野（FOV）为半径 $r(r \in \mathbf{R}^{+})$ 的球。

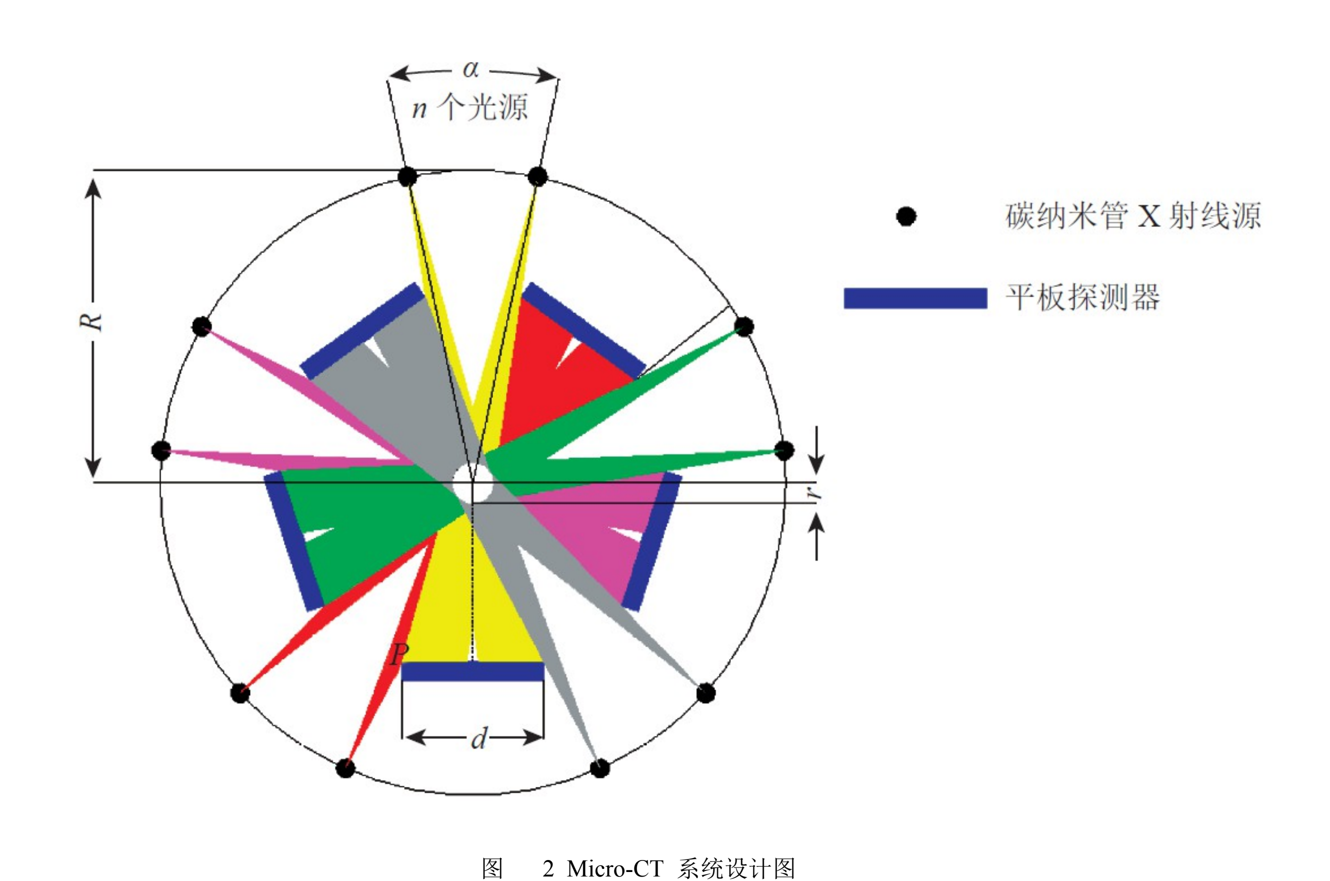


图 2 Micro-CT 系统设计图

Fig. 2 The system design of Micro-CT

在此系统设计方案中，机架的尺寸参数需要在综合考虑实际过程中整体机架尺寸的条件下根据以

下两个原则仔细计算：

(1) 为了尽量减少机械转动，且扫描过程中能够 360° 覆盖待扫描模体，α 必须是 72 的约数，例如24；

(2) 为了避免投影中出现截断现象，平板探测器必须安置在合适的位置。例如：如图 2 所示，P 点是在第三象限内黄色光路和红色光路的交点，这就是水平方向上的平板探测器的左上端点安置极限点。

其中第三象限内黄色光路边缘的直线方程 l_1 为：

$$\frac{x - R\sin\frac{\alpha}{2}}{R\sin(\frac{\alpha}{2} - 2\theta) - R\sin\frac{\alpha}{2}} = \frac{y \quad R\cos\frac{\alpha}{2}}{R\cos(\frac{\alpha}{2} \quad 2\theta) \quad R\cos\frac{\alpha}{2}} \quad s.t \quad \theta \quad \arccos\frac{r}{R} \tag{1}$$

第三象限内红色光路边缘的直线方程 l_2 为：

$$\frac{x + R\sin(+\frac{\alpha}{2} \quad \frac{4}{5}\pi)}{R\sin(\frac{\alpha}{2} + \frac{4}{5}\pi) + R\sin(2\theta + \frac{\alpha}{2} \quad \frac{4}{5}\pi)} = \frac{y \quad R\cos(\frac{\alpha}{2} \quad \frac{4}{5}\pi)}{R\cos(2\theta \quad \frac{\alpha}{2} \quad \frac{4}{5}\pi) \quad R\cos(\frac{\alpha}{2} \quad \frac{4}{5}\pi)} \quad s.t \quad \theta \quad \arccos\frac{r}{R}$$

(2)

通过 l_1 和 l_2 求出 $P(X_P, Y_P)$ ，可以得出：

$$\frac{l = |Y_P|}{d = 2|X_P|}$$

(3)

该系统的扫描视野取决于不同的机架配置参数，在忽略光斑和尽可能充分利用机架空间的前提下，本文根据以上两个原则和三个公式提供了一套假定的系统参数，如表 1 所示。

表 1 本文所提系统的系统参数

Table 1 System parameter of proposed system

参数	本文系统
α	24°
n	7
r	32 mm
d	226 mm
l	284.5 mm
R	500 mm

根据场致发射原理，碳纳米管 X 射线光源能够被外部脉冲有效控制。通过设计 35 路时序脉冲控制 35 个碳纳米管 X 射线源的启停，此过程称为一次静态扫描。为了 360° 覆盖待扫描物体，该系统需要旋转两次，每次经过 24° 。系统运行图如图 3 所示。

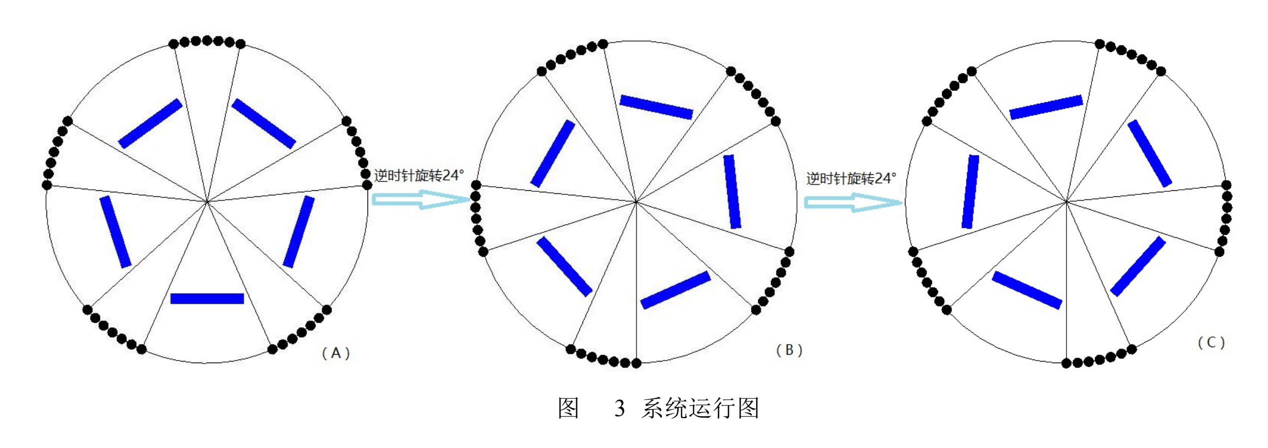


图 3 系统运行图

Fig. 3 The process of system operation

2.2 系统的重建模型

传统 CT 中由于 X 射线源和探测器同时随着机架的旋转而旋转，每个角度的 X 射线锥形束形状是一致的。然而在本文所提出的系统中，X 射线锥形束形状随着角度的变化而变化（图 4 ）。为了验证该系统的有效性，本系统采用迭代重建方法。

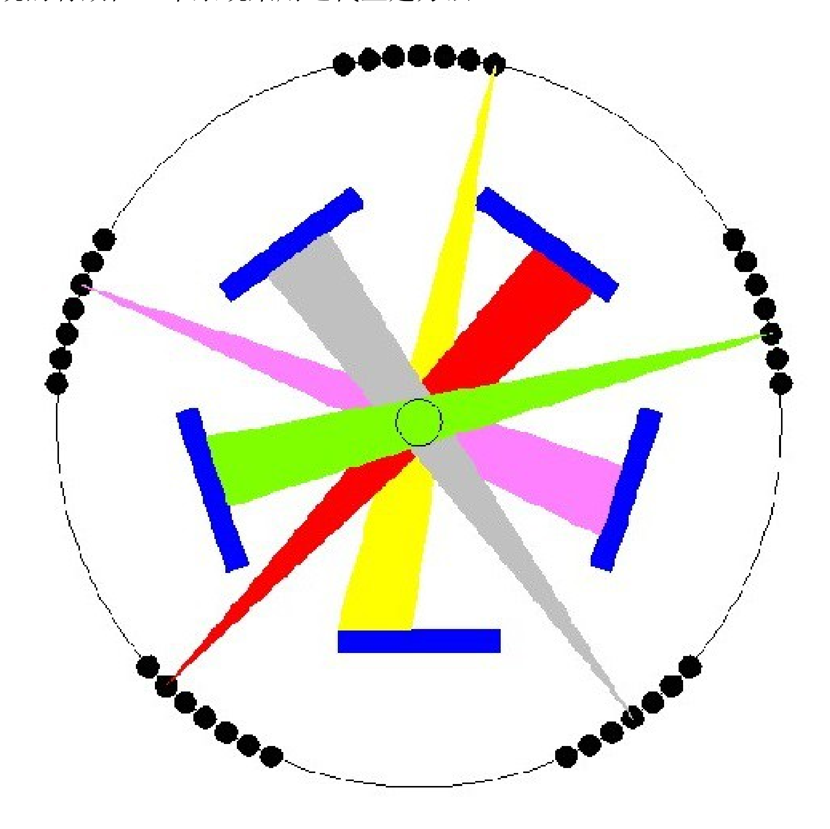


图 4 本文系统中五种 X 射线锥形束

Fig. 4 Five examples about the shape of X-ray beam of the proposed system

假定该系统中重建模型是一个离散线性系统：

$$g = \boldsymbol{M} f \tag{4}$$

其中，g 表示测量到的投影数据，$\boldsymbol{M}$ 为系统矩阵，f 为要重建的图像。重建问题可以看成公式（4）的逆问题，根据优化理论可知，公式（1）可转换成公式（5）的凸优化问题[14]。

$$\text{minimize} \|f\|_{TV} \quad s.t \quad \|\boldsymbol{M} f - g\|_2 \leq \xi, \xi \geq 0, f_i \geq 0 \tag{5}$$

其中 $\|f\|_{TV}$ 为图像 f 的全变差，ξ 为一个非常小的常数，f_i 为图像 f 中任意一点。

3 结果

3.1 碳纳米管 X 射线源的场发射特性测试

我们根据碳纳米管的场致发射原理搭建了相应的测试平台，并得到了碳纳米管 X 射线光源相应的场发射特性（图 5）。图 5 为碳纳米管 X 射线光源的伏安特性曲线，在实验过程中，通过调整栅极电压（0～1 700 V）来控制 X 射线光源的阳极电流。从图 5 中可知，当栅极电压小于 900 V 的时候，电流变化很缓慢，类似于线性变化，当栅极电压大于某一阈值 (900 V) 后，电流会呈指数形式增长。

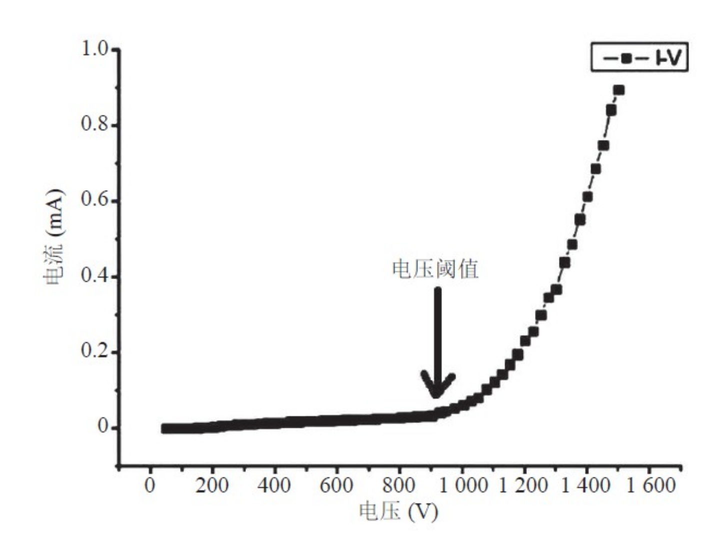


图 5 碳纳米管 X 射线光源的伏安曲线

Fig. 6 Volt-ampere characteristics curve of carbon nanotube based x-ray source

3.2 计算机仿真实验

根据本文所提出的系统参数，我们对该系统进行了计算机仿真实验。仿真过程中， 3D Shepp-Logan 为待扫描模体，其分辨率为 256×256×256，体素的实际尺寸为 250 µm×250 µm×250 µm 。仿真结果见图 6，迭代重建算法能够在若干次迭代下较好处理该系统的特殊数据，重建结果与 3D Shepp-Logan 模体相比，最大差值为 0.326，均方根误差为 0.000401。

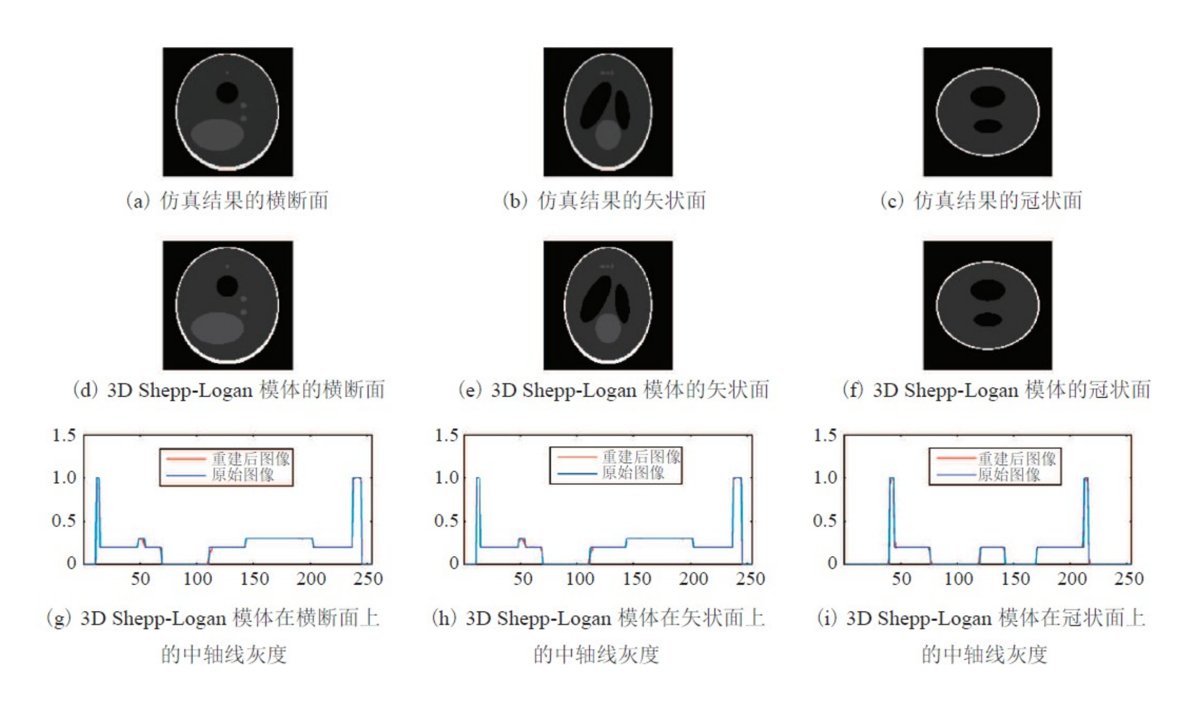


图 6 计算机仿真实验结果： (A1,B1,C1) 分别显示的是仿真结果的横断面、矢状面和冠状面； (A2,B2,C2) 分别展示了 3D Shepp-Logan 模体的横断面、矢状面和冠状面；(A3,B3,C3) 分别表示图像在三个断面上的中轴线灰度之间的差异

Fig. 6 Simulation results by using a 3D Shepp-Logan phantom: (A1–A3) Simulation results in transverse, sagittal and coronal section respectively; (B1–B3) 3D Shepp-Logan phantom in transverse, sagittal and coronal section respectively; (C1–C3) 1D profiles for the comparison between the Shepp-Logan phantom and the simulation results along the central line.

4 讨论

对于传统的商业 CT 成像，由于“热阴极”X 射线源的响应时间相对较长，再加上整个系统需要机械旋转，最终导致得到的影像受运动伪影的影响很大。本文提出了一种基于碳纳米管的 micro-CT 系统设计，依据冷阴极场致发射原理，当碳纳米管表面电场强度达到一定的阈值后，碳纳米管 X 射线源的栅极电流会随着其表面场强的增大而指数增加。鉴于碳纳米管优异的电子瞬发特性（从碳纳米管材料表面施加电压到电子释放这一过程的延时大约在 0～100 µs，这是整个系统中保护电路所导致的），本文系统中尽可能地选择电子激发，减少机架的机械旋转次数和范围，从而使整体系统处于一种准静态状态。

在完成整个系统的扫描过程后，可以得到 105 张投影数据，这对于传统的解析算法是远远不够的，因此本文采用迭代算法去处理该稀疏重建问题。从重建结果（图 5）可以看出，无论是从横断

面、矢状面还是冠状面，该系统的计算机仿真结果与 3D Shepp-Logan 数字模体的差别不大。

由于本文中的系统还是一个概念，无法通过实验得到其准确的时间分辨率，因此我们通过理论分析，定性地得到其大致的时间分辨率。在该系统扫描过程中，存在两个耗时部分——机架两次旋转 24° 所需的时间[15]和三批 35 个碳纳米管 X 射线源曝光时间[16]。目前最快的 CT 旋转一周所需的时间为 0.27 s[17]，在本文系统中，如果采用类似的技术制造该系统，那么机架旋转两次走过 48° 所需时间为 (48/360)×0.27 s ＝6 ms。

通过设计时序，使得分布在 5 个子系统中的 5 支碳纳米管 X 射线光源同时曝光，在一次静态扫描中只需 7 次曝光即可，机架旋转两次后，总共需要曝光 21 次。在待扫描体所受剂量恒定的情况下，X 射线源的曝光时间与其电流成反比，一般的 X 射线源的曝光时间大约在 0.1 ～0.5 ms(e.g. 1 ms)[18]，即系统总得扫描时间为：21×1 ms ＋ 36 ms ＝ 57 ms 。该理论时间的估计是在忽略碳纳米管 X 射线源开启时间、碳纳米管 X 射线源功率足够和机架制造工艺与最先进的 CT 制造工艺相当的理想情况下得出的，在实际成像过程中由于受到制造工艺的限制，系统的扫描时间会相应的延长。

本研究提出了一种基于碳纳米管的 micro-CT 的系统设计，有效地提高了系统的时间分辨率，减少了待扫描体的生理运动对成像质量的影响。与现有设备[1]不一样，本方法利用碳纳米管的场发射特性，碳纳米管在其表面电场强度达到一定的程度的时候就能瞬间激发出自由电子，而传统 X 射线光源需要预热，这一优异特性突破了传统 micro-CT 的时间分辨率的极限。与 Li 等[13]提出的基于碳纳米管的 micro-CT 的系统相比，本研究减少了系统的旋转次数和范围，从另一方面提升了系统的扫描速度。

5 结论

本文提出了一种基于碳纳米管 X 射线源的新型 Micro-CT 系统设计，该系统工作在准静态模式下，三次静态扫描能够实现 360° 覆盖待扫描体，且通过计算机仿真实验验证了该系统的有效性。该系统理论上能够大大提高成像的扫描速度，减少了运动伪影对图像质量的影响。

参考文献

[1] Ritman EL. Micro-computed tomography-current status and developments [J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2004, 6(1): 185-208.

[2] Ritman EL. Current status of developments and applications of micro-CT [J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2011, 13(13): 531-552.

[3] Mcgonigle P, Ruggeri B. Animal models of human disease: challenges in enabling translation [J]. Biochemical Pharmacology, 2014, 87(1): 162-171.

[4] 叶乃力 . 用于活体小鼠模型的微型 CT 呼吸门控技术研究 [D]. 武汉 : 华中科技大学, 2012.
[5] Zink FE. X-ray tubes [J]. Radio Graphics, 1997, 17(5): 1259-1268.
[6] Baughman RH, Zakhidov AA, Heer WAD.. Carbon nanotubes -the route toward applications [J]. Science, 2002, 297(5582): 787-792.
[7] Yue GZ, Qiu Q, Gao B, et al, Generation of continuous and pulsed diagnostic imaging x-ray radiation using a carbon-nanotube-based field-emission cathode [J]. Applied Physics Letters, 2002, 81(2): 355-357.
[8] Cao G, Lee YZ, Peng R, et al. A dynamic micro-CT scanner based on a carbon nanotube field emission x-ray source [J]. Physics in medicine and biology, 2009, 54(8): 2323-2340.
[9] Qian X, Rajaram R, Calderon-Colon X, et al. Design and characterization of a spatially distributed multibeam field emission x-ray source for stationary digital breast tomosynthesis [J]. Medical physics, 2009, 36(10): 4389-4399.
[10] Zhang J, Yang G,Lee YZ, et al. Multiplexing radiography using a carbon nanotube based x-ray source [J]. Applied Physics Letters, 2006, 89(6): 1016.
[11] Heo SH, Kim HJ,Ha JM, et al. A vacuum-sealed miniature x-ray tube based on carbon nanotube field emitters [J]. Nanoscale Research Letters, 2012, 7(1): 258.
[12] Maltz JS, Sprenger F, Fuerst J, et al. Fixed gantry tomosynthesis system for radiation therapy image guidance based on a multiple source x-ray tube with carbon nanotube cathodes [J]. Medical Physics, 2009, 36(5): 1624-1636.
[13] Li L, Chen Z, Jin X. The multi-source instant CT for superfast imaging: system concept, reconstruction algorithms and experiments [C] // Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2013: 1-4.
[14] Sidky EY, Kao CM, Pan X. Accurate image reconstruction from few-views and limited-angle data in divergent-beam CT [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2009, 14(2): 119-139.
[15] Petersilka M, Krauss B, Stierstorfer K, et al. Technical principles of dual source CT [J]. European Journal of Radiology, 2008, 68(3): 362-368.
[16] Cao G,Burk LM,Lee YZ, et al. Prospective-gated cardiac micro-CT imaging of free-breathing mice using carbon nanotube field emission x-ray[J]. Medical Physics, 2010, 37(10): 5306-5312.
[17] Russo V, Garattoni M, Buia F, et al. 128-slice CT angiography of the aorta without ECG-gating: efficacy of faster gantry rotation time and iterative reconstruction in terms of image quality and radiation dose [J]. European Radiology, 2016, 26(2): 359-369.
[18] Li L, Chen Z, Yu H, et al. Experimental measurement of human head motion for high-resolution computed

tomography system design [J]. Optical Engineering, 2010, 49(6): 063201-063201-6.